

Intravascular radially expandable stent.

Patent Number: ☐ EP0312852, B1
Publication date: 1989-04-26
Inventor(s): WIKTOR DOMINIK M
Applicant(s):: MEDTRONIC INC (US)
Requested Patent: ☐ JP1145076
Application Number: EP19880116594 19881006
Priority Number(s): US19870109686 19871019
IPC Classification: A61F2/06
EC Classification: A61F2/06S6C
Equivalents: AU2378488, CA1292598, DE3864369, JP1999681C, JP7024688B, ☐ US4886062

Abstract

A radially expandable vascular stent of the type formed of wire wound generally in a helix. Bends are provided in the wire outside its helical path which straightens as the stent is expanded. The stent preferably is made of a low memory metal such as copper alloy, titanium, or gold, and provides a radial support from within a blood vessel after implantation therein. The stent is adapted to act as a permanent prosthesis to assure vascular patency.

Data supplied from the esp@cenet database - I2

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 特 許 公 報 (B 2)

(11) 特許出願公告番号

特公平7-24688

(24) (44) 公告日 平成7年(1995)3月22日

(51) Int.Cl.⁸

A 6 1 M 29/02

識別記号

庁内整理番号

9052-4C

F I

技術表示箇所

請求項の数15(全 7 頁)

(21) 出願番号 特願昭63-262677

(22) 出願日 昭和63年(1988)10月18日

(65) 公開番号 特開平1-145076

(43) 公開日 平成1年(1989)6月7日

(31) 優先権主張番号 1 0 9 , 6 8 6

(32) 優先日 1987年10月19日

(33) 優先権主張国 米国 (U S)

(71) 出願人 999999999

メドトロニック・インコーポレーテッド
アメリカ合衆国ミネソタ州55432, ミネア
ポリス, セントラル・アベニュー・エヌ・
イー, 7000番

(72) 発明者 ドミニク・エム・ウイター

アメリカ合衆国ニュージャージー州07016,
クランフォード, カリン・ドライブ, 4番

(74) 代理人 弁理士 玉島 久五郎

審査官 山中 真

(56) 参考文献 特開 昭63-214264 (J P, A)

(54) 【発明の名称】 血管内で放射状に膨脹可能なステント及びその移植装置

1

【特許請求の範囲】

【請求項1】 プリフォームされたジグザグ型パターンを含み、フラットバンドの形状に形成された連続的なワイヤ巻線を具備し、

前記ワイヤ巻線は両端を完全ループで締めくり、中空円筒形状に螺旋状に巻かれたことを特徴とする体の血管内に移植され、血管内で放射状に膨脹可能なステント。

【請求項2】 前記ジグザグ型パターンは、中空円筒形状に螺旋状に巻かれたワイヤ巻線の方向に配向されることを特徴とする請求項1記載の血管内で放射状に膨脹可能なステント。

【請求項3】 前記ワイヤ巻線は、銅合金、ステンレスチール、チタニウム又は高カラットの金の低い塑性復原力特性を有する材料でつくられることを特徴とする請求項1記載の血管内で放射状に膨脹可能なステント。

2

【請求項4】 前記ワイヤ巻線は銅合金でつくられることを特徴とする請求項1記載の血管内で放射状に膨脹可能なステント。

【請求項5】 前記ワイヤ巻線は外科用ステンレスチールでつくられることを特徴とする請求項1記載の血管内で放射状に膨脹可能なステント。

【請求項6】 前記ワイヤ巻線は生物学的に適合するチタニウムでつくられることを特徴とする請求項1記載の血管内で放射状に膨脹可能なステント。

【請求項7】 前記ワイヤ巻線は純度が少なくとも18Kを有する金でつくられることを特徴とする請求項1記載の血管内で放射状に膨脹可能なステント。

【請求項8】 膨脹されていない状態のステントは、0.075インチ以下の外径を有することを特徴とする請求項1記載の血管内で放射状に膨脹可能なステント。

【請求項9】前記ステントは近似的に原の直径の3倍に放射状に膨脹し得ることを特徴とする請求項8記載の血管内で放射状に膨脹可能なステント。

【請求項10】前記ステントはワイヤ巻線を膨脹させるワイヤ巻線内の膨脹手段と組み合わせられることを特徴とする請求項1記載の血管内で放射状に膨脹可能なステント。

【請求項11】前記膨脹手段はワイヤ巻線内で縦軸方向に延びている膨脹可能なバルーンであることを特徴とする請求項10記載の血管内で放射状に膨脹可能なステント。

【請求項12】ブリフオームされたワイヤ巻線がバルーンを固定的に把握するようにしっかりと固着され合致したサイズであることを特徴とする請求項11記載の血管内で放射状に膨脹可能なステント。

【請求項13】第1の直径から第2の直径まで放射状に膨脹可能で、螺旋状ワイヤ巻線内でジグザグパターンを有し、膨脹後その形状を保持する能力を有し、円筒形状に螺旋状に巻かれたワイヤ巻線からなるステントと、収縮されているステント内のバルーンと、前記ステント及び前記バルーンを体の血管内に挿入し、前記ステントと前記バルーンを閉塞された血管部分に到達するまで血管に沿って導き、血管の内表面に向かって前記ステントを膨脹させるように前記バルーンを膨脹させ、膨脹した前記ステントを適当な場所に残すように前記バルーンを収縮させかつ除去するカテーテル手段と、を具える血管内で放射状に膨脹可能なステントの移植装置。

【請求項14】前記ジグザグパターンは連続した正弦波形状の曲りを有するワイヤ巻線内に形成されることを特徴とする請求項13記載の血管内で放射状に膨脹可能なステントの移植装置。

【請求項15】前記ジグザグパターンは円筒形状のステントの側面内に配置されることを特徴とする請求項13乃至14の内、いずれか1項記載の血管内で放射状に膨脹可能なステントの移植装置。

【発明の詳細な説明】

【産業上の利用分野】

本発明は、人間及び動物において血管の開存性 (patency) を維持するための血管内で放射状に膨脹可能なステント及びその移植装置に関する。本発明は、基本的には円筒形状で先端の開いたワイヤ巻線を具え、軟質のスプリング型金属でつくられ、米国特許第4,195,637号明細書及び米国特許第4,402,307号明細書に記載されたような典型的な気球 (バルーン) (balloon) 形カテーテルの膨脹可能な素子に適合される。ワイヤ巻線は、永久的な人工器官ステントとして作用させようと意図するものであり、管腔に移植される。特に、本発明は、経皮的に導入された後、放射状に膨脹され、管腔に移動され、所望の位置に配置されるという血管内ステントの性能を具

えることを特徴とする。

更に、本発明は血管内で放射状に膨脹可能なステント及びその移植装置に関するものである。本願発明により永久的な人工器官ステントは、血管形成移植処置 (angioplasty procedure) が実行されると同時に移植される。本発明は、特に心臓学の分野のステントの管腔移植に有用であり、再発狭窄症を防止するための冠動脈血管形成移植処置の場合に格別に有用である。

【従来の技術】

- 10 本発明と同一発明者による米国特許第4,649,992号明細書においては、部分的にふくらんだ気球 (バルーン) (balloon) と、カテーテルシャフト上の気球のすぐ後の接合部との間に保持される基本的に圧縮スプリングであるカテーテルと組合せた装置が説明されている。その意図する所は、所望の位置までスプリング補綴を輸送することであり、次に、有効な血管形成手順の後で前記膨脹した気球を全体的に真空にすることによって前記スプリング補綴を解放し、かくして、前記スプリング補綴が直線的に膨脹することを可能にし、かつ気球 (バルーン) カテーテルが取出される間、適当な位置に留める。この方法は、全く簡単であり、その簡単さは、極めて魅力的であるが、しかし、幾つかの欠点を有している。まず第1に、スプリングは、固定された直径を有しており、血管が所々で全く曲りくねっているので血管の内壁に十分に沿って進むことができないため、おそらく幾分血液の乱流を発生することがあり、血栓症がある場合の結果において、発生する可能性がある。他の特許即ち、米国特許第4,553,545号明細書は、相対的に複雑な機械的回転装置及び同軸ケーブルが、必要な手段を達成するのに使用され、移植する点において移植ステントの直径をより大きな寸法に変更するための別の方法を教示している。更に、他の特許即ち米国特許第3,868,956号明細書は、温度応動金属装置が適用され、外部加熱源を使用して移植後、膨脹される方法を説明している。上記装置のすべては、血液凝固及び血栓症の可能性、及び手順の相当な複雑さを含む種々な欠点を備えている。現時点の血管形成手順においては、多くの場合、再発狭窄症がその後間もなく起り、2次的処置又は外科的側管 (バイパス) (bypass) 手術が必要となる。ここに記述したような移植人工器官は、このような追加の手順を排除し、血管の開通性を無限に維持するであろう。使用されるサイズに依存して、本発明によるステントは、他の応用においても有効である。即ち、動脈瘤の治療、人工的脈管又は脈管の内張りの支持、解剖の初期治療及び通過の遅い脈管の虚脱を防ぐための支持、等の応用である。他の多くの同様な応用が、基本的な前提及び概念から逸脱することなく本発明により満足されるであろう。このステント及びその移植装置は、特に、本質的な血管形成と、再発狭窄症を防止するように設計され意図され
- 20
- 30
- 40
- 50

た永久的な人工器官の同時移植とを結合させるための単一の手順を提供するものであり、更に、それより起る複雑さは、患者に対する危険要素と損傷とを減少するものである。

他の参照刊行物

1. “小さな脈管用の自己膨脹金属ステント”, 放射線医学 (Radiology) 162, P469~472
2. “小さな脈管用の柔軟なバルーン膨脹可能なステント”, 放射線医学 (Radiology) Jan. 87.
3. “管腔の血管形成移植後閉塞及び再発狭窄症を防止する血管内ステント”, N.E. J. of M 1987 3月19日
4. 米国特許第4,580,568号明細書
“経皮的な血管内 (endovascular) ステント”
5. 米国特許第4,503,569号明細書
“管腔に配置される膨脹可能な移植人工器官”
6. 米国特許第4,649,992号明細書
“可変直径先端及びスプリング人工器官を有するカテーテル配置”, Wiktor 1987
7. 米国特許第4,681,110号明細書
“カテーテル配置及び血管ライナー”, Wiktor 1987

前記参照刊行物のすべては、本発明においてここに説明したものと同様な応用面に対する、異なる型及び設計のステントを提供するか又は導入する種々の方法を説明し教示している。

〔発明の要約〕

上記の特許及び特に本発明と同一発明者による米国特許第4,649,992号明細書に説明した先行技術において設置されると同様な他の装置に対する本発明の改良点は、以下の点である。即ち、極めて低い側面と小さな全部面積を維持し、従つて経皮的な挿入の目的に極めて重要な性能を有するものが本発明装置である。かくして、本発明のステントは、USCI Cat #006128のような標準的な#8F誘導カテーテル、即ち標準的な手順及び方法を使用して挿入され移動される。ひとたび位置が選定されると、ステントは、最初に導入されたよりも大きな直径に放射状に膨脹され得る。2 1/2:1の比は、0.008インチ (約0.2mm) のワイヤ直径と0.075インチ (約1.9mm) の最初のステント直径に対して容易に達成できる。膨脹した大きな直径は、血管内側に適合し、内壁と密接な接触を維持する。本発明のステントは、ワイヤ用に使用される比較的容易に変形し得る低い塑性復原力特性を有する金属を使用することを特徴とする。

〔発明の概要〕

血管のステントとして使用されるデバイスは、銅合金、チタニウム又は金のような低い塑性復原力特性 (low-memory) の金属でつくられる円筒状の先端が開放されたワイヤ巻線具备、そこに移植された後、血管内から放射状の支持を提供する。冠状動脈のステントは、初期の挿入後より大きな直径に放射状に膨脹される性能と、前

記ステントをより大きな直径に膨脹させる手段と、及びこのような冠状動脈のステントを管腔に移動させ、配置し、かつ移植する方法と、前記ステントを永久的な人工器官として作用させ、脈管の開通性を保証することの特徴とする。また、同時に血管形成移植とステント移植手順を行なうための方法をも提供する。

第1図に示すようなステント1の構成は、次の通りである。即ち、ワイヤ巻線2は2次元ジグザグ形 (パターン) 3, 基本的には膨脹可能なフラットバンド (band) 3aをつくる形に予め成形 (プリフォーム) される。ジグザグ形 (パターン) 3は、反対方向の曲り (bend) の形及び結びを形成するように変化し得るが、簡単な記述のために、典型的な正弦波形状が、このフラットバンド (band) 構造を説明するために選択されている。

ステント1をつくり、第1図に示すような最初の構成を想定し、また、第5図に示すような連続的に放射状に膨脹した状態を考えるために、予備成形 (プリフォーム) されたフラットバンド3aの長さが、第1図に示したような簡単な螺旋スプリングを巻回すると同様な方法で適当な心棒4上に巻かれている。心棒4のまわりにワイヤ巻線のフラットバンド3aを形成するために取られる注意は、フラットバンド3aの早すぎる直線膨脹を防ぐために殆んど又は全く張力をなくすことである。

ひとたびジグザグパターン3のフラットバンド3aが円筒形状に巻かれると、心棒4から除去され、第2図の如く典型的に血管形成手順に使用される膨脹した気球 (バルーン) 5のような適当な可変直径を有する装置上に配置される。適当な総形バイト (forming tool) (図示せず) が、バルーン5上にステント1を固く締めつけるのに使用され、バルーン5上のステント1を締めつける手動操作がまた受け入れられる。

ステント1の制御された放射状の膨脹は、ふくらんだバルーン5により発生される力によつて達成される。膨脹したバルーン5により作用される時に、本発明のステント1は、先端の開放した円筒形に連続的に形成されたジグザグ状の予備成形されたワイヤ巻線2のフラットバンド3aが設計により放射状に膨脹し得るようになってい

る。事実上、放射状の膨脹は、予備成形されたワイヤ巻線2のフラットバンド3aの正弦波状パターンに印加される制御された変形及び張力により達成される。ワイヤ巻線2の形成されたステント1の製造に使用される低い塑性復原力特性の金属は、放射状に膨脹したステント1が膨脹状態にとどまりその主たる意図及び機能を実行する。先に述べた参照刊行物1~7に対する本発明の他の利点は、血管内で特に冠状動脈内のステントに対する優れた組合わせにより固有の膨脹後の放射状の剛性及び直線的柔軟性である。冠状動脈に適用する場合、最優先の要素は、極めて低い側面と非常に小さい前部面積を有する点であり、この点から標準8F誘導カテーテルを介して最初

に管腔導入及び移動させるのに極めて本質的な装置である。

〔発明が解決しようとする課題〕

本発明の主たる目的は、予備成形（プリフォーム）された柔軟性を有するワイヤ巻線のステント及びその移植装置であつて、血管内によく固着され放射状に膨脹した形状を連続して維持でき、容易に血管内で放射状に膨脹可能なステント及びその移植装置を提供することにある。更に、本発明の他の目的は、その適用の簡単さであり、とくに血管形成に関し、1つの手順が2つの異なる機能を達成させる血管内で放射状に膨脹可能なステント及びその移植装置を提供することである。

バルーンとの組合せにおいて、それは、プラク（plaque）を圧縮し、かくして、血管形成を特徴とする内腔をつくり出し、新しくつくられた管腔内に永久式な人工器官を配置して移植し、再開鎖及び再発狭窄症の可能性を防止し、かくして血液の自由な流れを無限に可能にする。両機能は、単一のカテーテルの挿入と同時に実行される。

〔課題を解決するための手段〕

本発明の構成は以下に示す通りである。即ち、本発明は、プリフォームされたジグザグ型パターン（3）を含み、フラットバンド（3a）の形状に形成された連続的なワイヤ巻線（2）を具備し、

前記ワイヤ巻線（2）は両端を完全ループ（2a）で締めくくり、中空円筒形状に螺旋状に巻かれたことを特徴とする体の血管内に移植され、血管内で放射状に膨脹可能なステント（1）としての構成を有する。

或いはまた、前記ジグザグ型パターン（3）は、中空円筒形状に螺旋状に巻かれたワイヤ巻線（2）の方向に配向されることを特徴とする血管内で放射状に膨脹可能なステント（1）としての構成を有する。

或いはまた、前記ワイヤ巻線（2）は、銅合金、ステンレススチール、チタニウム又は高カラツトの金の低い塑性復原力特性を有する材料でつくられることを特徴とする血管内で放射状に膨脹可能なステント（1）としての構成を有する。

或いはまた、前記ワイヤ巻線（2）は銅合金でつくられることを特徴とする血管内で放射状に膨脹可能なステント（1）としての構成を有する。

或いはまた、前記ワイヤ巻線（2）は外科用のステンレススチールでつくられることを特徴とする血管内で放射状に膨脹可能なステント（1）としての構成を有する。或いはまた、前記ワイヤ巻線（2）は生物学的に適合するチタニウムでつくられることを特徴とする血管内で放射状に膨脹可能なステント（1）としての構成を有する。

或いはまた、前記ワイヤ巻線（2）は純度が少なくとも18Kを有する金でつくられることを特徴とする血管内で放射状に膨脹可能なステント（1）としての構成を有する

る。

或いはまた、膨脹されていない状態のステント（1）は、0.075インチ以下の外径を有することを特徴とする血管内で放射状に膨脹可能なステント（1）としての構成を有する。

或いはまた、前記ステント（1）は近似的に原の直径の3倍に放射状に膨脹し得ることを特徴とする血管内で放射状に膨脹可能なステント（1）としての構成を有する。

10 或いはまた、前記ステント（1）はワイヤ巻線（2）を膨脹させるワイヤ巻線（2）内の膨脹手段（5）と組み合わせられることを特徴とする血管内で放射状に膨脹可能なステント（1）としての構成を有する。

或いはまた、前記膨脹手段（5）はワイヤ巻線（2）内で縦軸方向に延びている膨脹可能なバルーン（5）であることを特徴とする血管内で放射状に膨脹可能なステント（1）としての構成を有する。

20 或いはまた、プリフォームされたワイヤ巻線（2）がバルーン（5）を固定的に把握するようにしっかりと固着され合致したサイズであることを特徴とする血管内で放射状に膨脹可能なステント（1）としての構成を有する。

或いはまた、第1の直径から第2の直径まで放射状に膨脹可能で、螺旋状のワイヤ巻線（2）内でジグザグパターン（3）を有し、膨脹後その形状を保持する能力を有し、円筒形状に螺旋状に巻かれたワイヤ巻線（2）からなるステント（1）と、

30 収縮されているステント（1）内のバルーン（5）と、前記ステント（1）及び前記バルーン（5）を体の血管内に挿入し、前記ステント（1）と前記バルーン（5）を閉塞された血管（8,10）部分に到達するまで血管

（8）に沿って導き、血管（8）の内表面に向かって前記ステント（1）を膨脹させるように前記バルーン

（5）を膨脹させ、膨脹した前記ステント（1）を適当な場所に残すように前記バルーン（5）を収縮させかつ除去するカテーテル手段（9）と、

を具える血管内で放射状に膨脹可能なステント（1）の移植装置としての構成を有する。

40 或いはまた、前記ジグザグパターン（3）は連続した正弦波形状の曲りを有するワイヤ巻線（2）内に形成されることを特徴とする血管内で放射状に膨脹可能なステントの移植装置としての構成を有する。

或いはまた、前記ジグザグパターン（3）は円筒形状のステント（1）の側面内に配置されることを特徴とする血管内で放射状に膨脹可能なステントの移植装置としての構成を有する。

〔実施例〕

本発明をよりよく明確に理解するために、第1図～第6図が参照される。本発明の好ましい実施例は、血管形成の適用例において図示されかつ説明されている。しかし

ながら、ここに特に述べない他の応用が可能であり、本発明の基本原理解から逸脱しないならば、本発明の範囲の限定を意図するものでもなく意味するものでもない。

第1図は、以後単にステントと呼ばれる人工器官ステント1の構成の詳細を示し、それは、基本的に中空の先端の開放された円筒形をしている。ステント1は、基本的には、適当な心棒4上に典型的に巻回されるコイル状に予備成形（プリフォーム）されたワイヤ巻線2の管状形である。そのワイヤ巻線2は、ステンレススチール、チタニウムASTMF63-83グレード1又は高金位K19-22のよう

な引張された低い塑性復原力特性の材料でつくられる。ポリエステル又はテフロンで適切に被覆された銅合金が典型的に使用され得る。チタニウム及び金は、生物学的に両立し得る不活性のものであり、特殊の処理を必要としない。

第2図において、ステント1がバルーン5の長さに関し中心に配置され位置され、平らな予備成形（プリフォーム）されたフラットバンド3aのワイヤ巻線2が等間隔に離れているので、ステント1が第5図及び第6図に図示

の如く膨脹した時、ステント1は血管8の内面の一様な支持を与え、外部負荷に耐えることができる。

第3図において、バルーン及びステントアセンブリ5aがカテーテル9を血管8の内部に如何に誘導させ部分的閉塞部10に向つて前進させるかを示している。

第4図において、バルーン及びステントアセンブリ5aは動脈8内の閉塞部10に配置され、バルーン5はふくらんだままである。ひとたび積極的に閉塞部10内に置かれると、バルーン5は標準的な血管形成手順及び技術を使用して膨脹される。バルーン5が膨脹すると、第5図に図示されるステント1の状態になる。ステント1と共に膨脹しているバルーン5は、ブラク7を圧縮し、前記ブラク7は圧縮したままに残り、ステント1は、前記ブラク7を保持し、閉塞の可能性を防止する。血管形成手順が完了すると、バルーン5はふくらまれ、動脈8内に固定的に移植されたステント1をそのままにしてバルーン5を収縮し、取り出す。前述した如く、閉塞した血管8は、今や完全に再疎通し、開通性は復元された。

第6図は、圧縮したブラク7内に固定的に移植され埋込まれたステント1を示し、いかなる突出部も、乱れた血液流及び潜在的な血栓症の形成を導通させるから、適当な支持と共にあらゆる突出部に平滑な内腔空所を与え、極めて望ましい特徴及び状態となる。

この新規な原理に基づくステント構成の生存能力をテストするため、0.008インチ直径のポリエステル被覆の銅ワイヤ巻線2は第1図に図示のジグザグ型（パターン）3に前もって形成（プリフォーム）され、フラットバンド3aを形成する。このフラットバンド3aは、端部を固く結んだループ2aの形状に曲げられた管状形に連続的に巻回され、固く結んだループ2aはワイヤ巻線2の鋭い端部がバルーン5に孔をあけるのを防ぐ。管状のステント1

は、Sci Medによつて製造された3.5mm PTCA20/3.5Tバルーン5上に配置され、前記バルーン5上において固く適合される。バルーン5及びステントアセンブリ5aは、約3mmの内径のシラスチックな薄い壁の管内に8F誘導カテーテルを介して導かれ、バルーン5は、淡水を使用して標準的な10cc注射器によりふくらまされる。ステント1の膨脹は、ビデオにより観察され記録される。典型的にMeadox Surgimed A/SカタログNo.700720の10mm直径及びMedi.Techバルーンの12mm直径の大きなバルーン5を使用して同様な性質の幾つかの連続的なテストが、0.014インチ直径のポリエステル被覆銅ワイヤ巻線2によりつくられたステント1によつて使用された。前記すべてのテストは、殆んど完全な膨脹及びベンチ型（bench type）移植を示した。更に、多数のステント1が縦並びに使用し得ることを実験により示された。事実、典型的なバルーン及びステントアセンブリ5aは、前に移植し膨脹したステント1を介して正しく導かれ、前に移植したステント1の前方の下流に移植し得る。実生活の立場に顕著な利点がある。

動物についてテストした実験室の結果では、現在、初期の結果が極めて奨励され期待されている。冠状動脈内ステントと大動脈内ステントの両者は、この時点で実験され、完全なプロトコルが準備されている。

5個のステントが最近豚の小さな動脈に移植され、3.5mmまで膨脹したステント1が数週間100%の開通性を連続して維持し、この時点でこれを継続している。

別個の実験において、前につくられた大動脈解剖は、前記解剖内で10mm直径のステント1を膨脹することによつて停止できた。

【発明の効果】

本発明の血管内で放射状に膨脹可能なステント及びその移植装置によれば、人間及び動物において血管の開存性を維持することができる。

本発明は、特に心臓学の分野のステントの管腔移植に有用であり、再発狭窄症を防止するための冠状動脈血管形成移植処置の場合に格別に有用である。

バルーンとの組合せにおいて、ブラク（plaque）を圧縮し、血管形成を特徴とする内腔をつくり出し、新しくつくられた管腔内に永久式な人工器官を配置して移植し、再閉鎖及び再発狭窄症の可能性を防止し、かくして血液の自由な流れを無限に可能にする。両機能は単一のカテーテルの挿入と同時に実行できる。

【図面の簡単な説明】

第1図は、心棒の上に巻回された本発明による好ましい実施例のステントの側方正面図である。

第2図は、収縮されたバルーン上に合致したステント人工器官の全体像を示す側方正面図である。

第3図は、血管内の部分的閉塞部に近づくバルーン及びステントアセンブリを示す。

第4図は、部分的に閉塞した血管の内側のバルーン及び

11

ステントアセンブリを示す第3図と同様の図である。
 第5図は第4図と同様に、永久的な人工器官ステントの
 同時配置と移植に結合される血管形成手順を説明する膨
 脹したバルーン及び放射状に拡張したステントである。
 第6図は、バルーンを除去した後、移植された人工器官
 ステント及び圧縮、保持されたプラク (plaque) を示す
 第5図と同様な図面である。

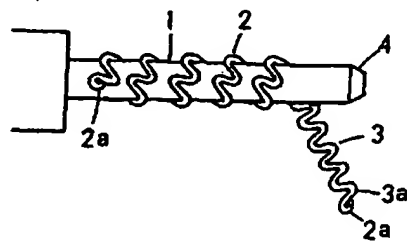
1……ステント
 2……ワイヤ巻線
 2a……ループ

12

3……ジグザグ形 (パターン)
 3a……フラットバンド
 4……心棒
 5……バルーン
 5a……バルーン及びステントアセンブリ
 7……プラク
 8……動脈
 9……カテーテル
 10……閉塞部

10

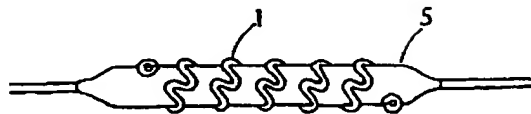
【第1図】



心棒の上に巻回された本発明による
 好ましい実施例のステントの側方正面図

1……ステント
 2……ワイヤ巻線
 2a……ループ
 3……ジグザグ形 (パターン)
 3a……フラットバンド
 4……心棒

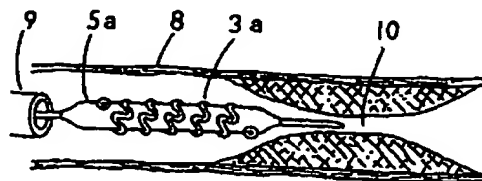
【第2図】



1……ステント
 5……バルーン

収縮されたバルーン上に合致したステント
 人工器官の全体像を示す側方正面図

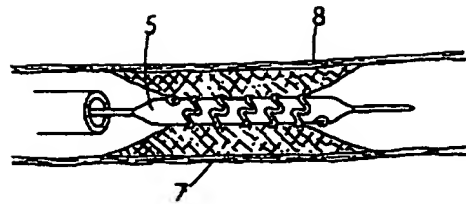
【第3図】



血管内の部分的閉塞部に近づくバルーン
 及びステントアセンブリを示す図

3a……フラットバンド
 5a……バルーン及びステントアセンブリ
 8……動脈
 9……カテーテル
 10……閉塞部

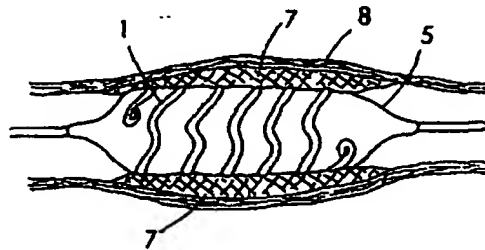
【第4図】



5…バルーン
7…プラク
8…動脈

部分的に閉塞した血管の内側のバルーン及び
ステントアセンブリを示す第3図と同様の図

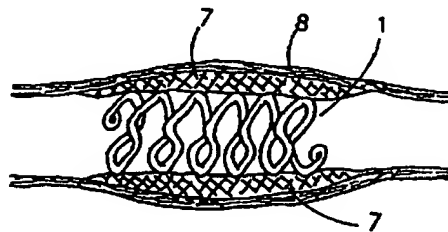
【第5図】



1…ステント
5…バルーン
7…プラク
8…動脈

第4図と同様に、永久的な人工器官ステントの
同時配置と移植に結合される血管形成手順を説明する
膨脹したバルーン及び放射状に拡張したステントを示す図

【第6図】



1…ステント
7…プラク
8…動脈

バルーンを除去した後、移植された人工器官ステント及び
圧縮、保持されたプラク (plaque) を示す第5図と同様な図